

## PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 09-149903

(43)Date of publication of application : 10.06.1997

(51)Int.Cl.

A61B 10/00  
A61B 6/03  
G01N 21/27

(21)Application number : 07-311993

(71)Applicant : HITACHI LTD

(22)Date of filing : 30.11.1995

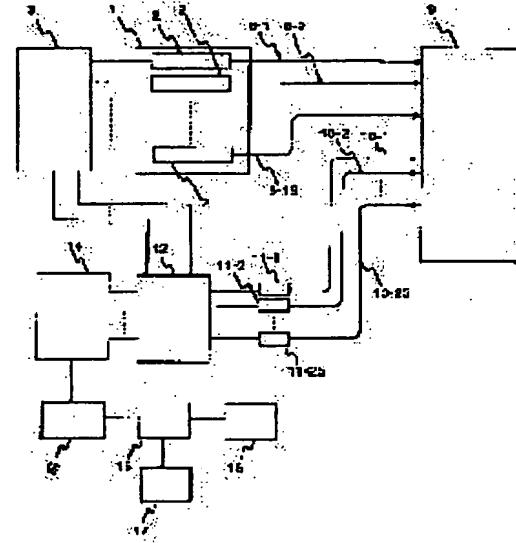
(72)Inventor : YAMASHITA YUICHI  
MAKI ATSUSHI

## (54) BODY INTERIOR IMAGING DEVICE BY SCATTERING LIGHT

## (57)Abstract:

**PROBLEM TO BE SOLVED:** To efficiently image and measure information of an in-vivo wide space region by irradiating lights of different modulation frequencies at every plurality of parts and measuring modulation of a passing light obtained in a plurality of detection parts.

**SOLUTION:** Each optical module 2 is composed of semiconductor lasers irradiating lights of a plurality of wavelengths in a wavelength region from visible rays to infrared rays and the semiconductor lasers are modulated by different frequencies by oscillating parts of oscillators 3 of different oscillating frequencies respectively. Three-wavelength lights are introduced into an irradiation optical fibers 8-1 to 8-16 according to each optical module and irradiated from an irradiation position of a subject 9. Its reflection lights are detected by detection optical fibers 10-1 to 10-25 arranged in detection positions and a modulated signal matched with an irradiation Position and wavelength is selectively detected bar a lock-in amplification module 12. Then, an analog output sill is converted into a digital signal by an A/D converter 14, calculated by a data processing part 16, and imaged and displayed on a display 17.



## LEGAL STATUS

[Date of request for examination] 23.08.2001

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number] 3682793

[Date of registration] 03.06.2005

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

(19)日本国特許庁 (JP)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平9-149903

(43)公開日 平成9年(1997)6月10日

(51)Int.Cl.<sup>6</sup>  
A 61 B 10/00  
6/03  
G 01 N 21/27

識別記号 301

F I  
A 61 B 10/00  
6/03  
G 01 N 21/27

技術表示箇所  
E  
301  
A

審査請求 未請求 請求項の数11 OL (全8頁)

(21)出願番号 特願平7-311993

(22)出願日 平成7年(1995)11月30日

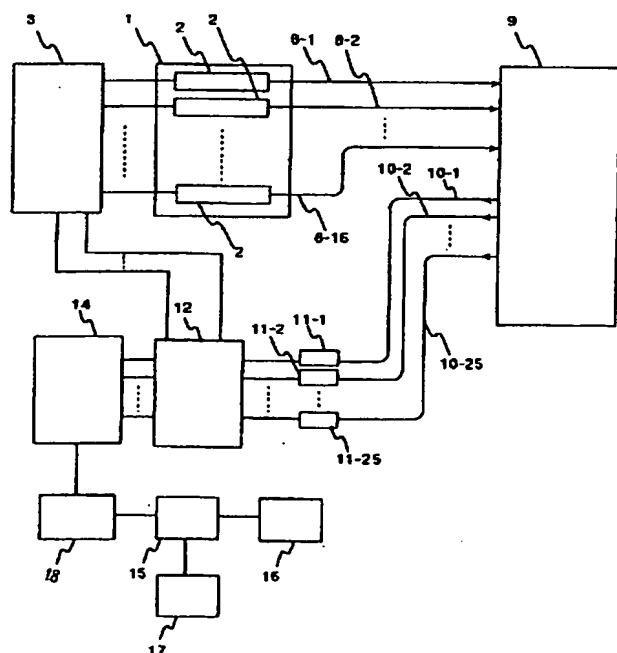
(71)出願人 000005108  
株式会社日立製作所  
東京都千代田区神田駿河台四丁目6番地  
(72)発明者 山下 優一  
東京都国分寺市東恋ヶ窪1丁目280番地  
株式会社日立製作所中央研究所内  
(72)発明者 牧 敦  
東京都国分寺市東恋ヶ窪1丁目280番地  
株式会社日立製作所中央研究所内  
(74)代理人 弁理士 磯村 雅俊

(54)【発明の名称】光による散乱体内部画像化装置

(57)【要約】

【課題】 本発明の課題は、小型・簡便な装置で、生体内部の情報を広い空間領域で、時間的及びシステム的に効率良く、さらに小型・簡便に画像計測する装置を提供することである。

【解決手段】 計測に光を用いることで装置を小型・簡便な装置とし、さらに複数計測位置をお互いに異なる複数変調周波数の光を用いることで、広い空間領域において、時間的及びシステム的に効率良く計測する。



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 可視から赤外領域における複数波長の光を散乱体の複数部位に照射し、散乱体内部を通過した光を散乱体の複数部位から検出して画像化する装置において、異なる変調周波数の光を発生させ複数部位ごとに照射する手段と、複数検出部位で得られた通過光に対し変調計測を行う手段とを備え、個々の照射位置及び検出位置に対応する散乱体内部の情報を画像化するように構成したことを特徴とする、光による散乱体内部画像化装置。

【請求項2】 請求項1記載の画像化装置において、散乱体に照射する複数波長の光に対し、それぞれ異なる変調周波数を印加するように構成したことを特徴とする、光による散乱体内部画像化装置。

【請求項3】 請求項1、2記載の画像化装置において、複数の光検出器で検出された信号から、波長及び光照射位置に対応した変調周波数を分離するように構成したことを特徴とする、光による散乱体内部画像化装置。

【請求項4】 請求項1乃至3記載の画像化装置において、光を光ファイバにより散乱体に照射し、散乱体内部を通過した光を光ファイバで捕捉して検出するように構成したことを特徴とする、光による散乱体内部画像化装置。

【請求項5】 請求項1乃至4記載の画像化装置において、光源として複数の半導体レーザを用い、これら半導体レーザを変調電流か変調電圧で駆動するように構成したことを特徴とする、光による散乱体内部画像化装置。

【請求項6】 請求項1乃至5記載の画像化装置において、光源からの光を複数の光ファイバに分配し、散乱体の複数照射部位までの光経路において光を直接的に変調するように構成したことを特徴とする、光による散乱体内部画像化装置。

【請求項7】 請求項6記載の画像化装置において、液晶フィルタか光チョッパで光を直接的に変調するように構成したことを特徴とする、光による散乱体内部画像化装置。

【請求項8】 請求項1乃至7記載の画像化装置において、散乱体表面で格子を形成する位置で光を照射及び検出するように構成したことを特徴とする、光による散乱体内部画像化装置。

【請求項9】 請求項8記載の画像化装置において、散乱体表面における正方格子状の格子点で光を照射及び検出し、照射及び検出位置を交互に配置するように構成したことを特徴とする、光による散乱体内部画像化装置。

【請求項10】 請求項1乃至9記載の画像化装置にお

10

いて、

散乱体への複数光照射位置及び散乱体からの複数光検出位置が配置されたプローブを備えたことを特徴とする、光による散乱体内部画像化装置。

【請求項11】 請求項10記載の画像化装置において、

プローブの基盤として熱可塑性樹脂を用いることを特徴とする、光による散乱体内部画像化装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【発明の属する技術分野】 本発明は光散乱体内部、例えば生体内部の情報を光を用いて画像化する装置に関する技術分野に属する。

## 【0002】

【従来の技術】 生体内部を簡便かつ生体に害を与えるずに測定する装置が臨床医学及び脳科学などの分野で望まれている。例えば具体的に頭部を測定対象と考えると、脳梗塞・脳内出血などの脳疾患及び、思考・言語・運動などの高次脳機能の計測などが挙げられる。また、このような測定対象は頭部に限らず、胸部では心筋梗塞などの心臓疾患、腹部では腎臓・肝臓などの内臓疾患に対する予防診断等も挙げられる。頭部を計測対象と考えて脳内の疾患もしくは高次脳機能を計測する場合、疾患部または機能領域を明確に特定する必要がある。このため頭部の広い領域を画像として計測することが非常に重要である。この重要性を示す例としては、脳内の画像計測装置として、ポジトロンエミッショントン断層装置(PET)及び機能的核磁気共鳴断層装置(fMRI)が現在広く用いられていることが挙げられる。これらの装置は、生体内部の広い領域を画像として計測可能という利点がある一方、装置が大型でその扱いが煩雑である。例えば、これらの装置の設置には専用の部屋が必要となり、もちろん装置の移動は容易ではなく被験者に対する拘束性は高い。さらに、保守管理の専任者も必要になることから、装置の運用には莫大なコストを要することになる。

【0003】 一方、前述の要望に対し、光計測は非常に有効である。その第1の理由は、生体内器官の正常及び異常、さらには高次脳機能に関する脳の活性化は、生体内部の酸素代謝及び血液循環と密接に関係している。この酸素代謝と血液循環は、生体中の特定色素(ヘモグロビン、チトクロームa<sub>1</sub>a<sub>3</sub>、ミオグロビン等)の濃度に対応し、この色素濃度は可視から赤外領域の波長の光吸収量から求められるからである。また、光計測が有効である第2、第3の理由としては、光は光ファイバによって扱いが簡便であり、さらに安全基準の範囲内での使用により生体に害を与えないことが挙げられる。このように、光計測は実時間計測及び生体中の色素濃度定量化など、PET及びfMRIには無い利点を有し、また光による計測装置は小型・簡便化に適している。このような光計測の利点を利用して、可視から赤外の波長の光を生

20

30

40

50

体に照射し、生体から反射された光を検出することで生体内部を計測する装置が、例えば特開昭57-115232号公報、特開昭63-260532号公報、特開昭63-275323号公報もしくは特開平5-317295号公報に記載されている。

#### 【0004】

【発明が解決しようとする課題】しかし、前述の光による生体計測技術では、生体の特定の位置もしくは限られた狭い領域しか計測できず、生体の広い空間領域における画像計測について考慮されていない。ここで、光計測方法及び光照射・検出点配置について、従来の方法による具体的な問題点を以下に示す。まず、光計測方法について示す。広い空間領域での画像計測には、多点での光照射及び検出が必要になる。この多点計測の一例を、図2で簡単に説明する。この例では、被検体表面の3個所の位置（「照射位置1」、「照射位置2」、「照射位置3」）から光を照射し、反射光を被検体表面の3個所の位置（「検出位置1」、「検出位置2」、「検出位置3」）で光を検出する場合を示す。画像計測の場合には、計測位置を特定しなければならない。光散乱体中例えば生体中での光伝播については、例えば、エヌ・シー・ブルース(N.C.Bruce)による「高散乱媒質中における吸収性及び透過性含有物の効果の実験的検討(Experimental study of the effect of absorbing and transmitting inclusions in highly scattering media)」、1994年10月1日、アプライドオプティクス、第33巻、第28号、第6692~6698項(Applied optics, 33, 28, 6692(1994))により報告されており、その結果を図3に示す。この図3より、光照射位置と検出位置の中点近傍が、表面から深い場所の情報を多く有することが知られている。そこで、生体の深部、例えば皮膚や骨のさらに深部を皮膚上から計測する場合、照射・検出位置の中点が計測位置となる。このような計測には、照射及び検出位置を対にして、個々の対ごとに特定される計測位置での情報を求める必要がある。

【0005】例えば図2の計測配置において、光を同時にこれら3個所の照射位置から照射して、3個所の検出位置で検出する場合を考える。この場合、「照射位置2」と「検出位置2」の中点である「計測位置2」に対する計測では、「検出位置2」で検出された光に対して「照射位置2」で照射された光を正確に計測する必要がある。しかしこの場合、「検出位置2」で検出された光は、「照射位置2」からだけではなく、「照射位置1」及び「照射位置3」から照射された光も含むことになり、すなわちクロストークが生じる。従って、「照射位置2」で照射された光の検出光量を正確に求めることができない。ここで、照射位置ごとにスイッチなどを用いて時系列的に計測位置を順次切替えると、このようなクロストークは生じなくなるが、しかし多くの照射位置を切替るためにそれだけ切替えの時間を要し、そのため

時間的に非効率的になる。本発明の目的は、このような問題点を改善し、光を用いた小型・簡便な装置であって、生体内部の情報を広い空間領域で時間的及びシステム的に効率良く画像計測する装置を提供することである。

#### 【0006】

【課題を解決するための手段】上記目的を達成するため、本発明は、可視から赤外領域における複数波長の光を散乱体の複数部位に照射し、散乱体内部を通過した光を散乱体の複数部位から検出して画像化する装置において、例えば発振器、半導体レーザ、光ファイバ等にて、異なる変調周波数の光を発生させ複数部位ごとに照射し、例えば光ファイバ、フォトダイオードを含む光検出器、ロックインアンプ、A/D変換器等にて、複数検出部位で得られた通過光に対し変調計測を行うことにより、個々の照射位置及び検出位置に対応する散乱体内部の情報を画像化するように構成する。

#### 【0007】

【発明の実施の形態】本発明においては、前記クロストークの問題を解決するため、照射位置ごとに異なった変調周波数の光を照射する。例えば、図2に示した「照射位置1」、「照射位置2」、「照射位置3」において、変調周波数  $f_1$ 、 $f_2$ 、 $f_3$  の光をそれぞれ照射する。この場合、「検出位置2」で光を検出した場合、検出光を光検出器例えば光電子増倍管もしくはフォトダイオードによって電気信号に変換した後、変調周波数と位相を照射位置2で照射された周波数  $f_2$  と同期させて検出すると（ロックイン検出）、「照射位置2」から照射された変調周波数  $f_2$  の検出光量のみを、「照射位置1」及び「照射位置3」から照射された変調周波数  $f_1$ 、 $f_3$  から分離して選択的に計測することが可能となる。さらに、ヘモグロビン、チトクローム  $a$   $a_3$ 、ミオグロビンの色素濃度の定量計測のために、照射光として複数波長を用いて分光計測する場合、用いる波長ごとに異なる変調周波数を割り当てて照射する。そうすると、同一位置に照射する異なる波長の光に対して、それぞれの変調周波数ごとにロックイン検出を行うことにより、複数波長の光を光学フィルタ、回折格子、プリズムなど、反射、散乱等の光の損失を伴う光学的分光手段によらずに電気的に分光計測することが可能となる。

【0008】また、この変調方法を用いると、「検出位置2」で検出された光に対して、「照射位置2」からの光だけではなく、「照射位置1」及び「照射位置3」で照射された光の検出光量も計測可能となる。この利点は効率的な光照射・検出点配置に関連し、その詳細を次に示す。複数の計測位置に対して、計測位置ごとに独占的に特定の照射位置及び検出位置を割り当てる場合、すなわち図2に示したように例えば計測位置が3個の場合、照射位置及び検出位置がそれぞれ3個所必要になる。ここで、照射位置及び検出位置を図4に示すように、格子

状に交互に配置して複数の計測位置に対して共用可能にすると、照射位置及び検出位置がそれぞれ2個所のみで、4個の計測位置を設定することが出来る。ここで、前述の変調計測により、図4の「検出位置1」で計測された光に対して、異なった変調周波数による「照射位置1」、「照射位置2」の光をそれぞれロックイン検出により独立に計測することで、「計測位置1」、「計測位置2」について同時に計測することが可能となる。同様にして、「検出位置2」で計測された光に対して、異なった変調周波数による「照射位置1」、「照射位置2」の光をそれぞれロックイン検出により計測することで、「計測位置3」、「計測位置4」についても同時に計測することが可能となる。以上より、照射位置数（すなわち付随する光源数）及び検出位置（すなわち付随する検出器数）を大幅に減ずることが可能となり、システム的に効率が向上する。

## 【0009】

【実施例】以下、本発明の実施例を詳細に説明する。  
(第1の実施例) 図1は、本発明の第1の実施例における画像化装置の要部を示す構成図である。本実施例では、例えば頭部の皮膚上から光を照射・検出することにより大脳内部を画像化する実施形態を、計測チャンネルの個数すなわち計測位置の数が64の場合で示す。光源部1は、16個の光モジュール2から構成されている。各光モジュールは、可視から赤外の波長領域中で複数の波長、例えば770 nm、805 nm、830 nmの三波長の光をそれぞれ放射する三つの半導体レーザから構成されている。この光源部1に含まれる全ての半導体レーザ48個は、それぞれ発振周波数の異なる48個の発振器で構成されている発振部3により、それぞれ異なる周波数で変調される。

【0010】ここで、光モジュール2内の構成を、光モジュール2(1)を例にして図5で説明する。光モジュール2(1)内には、半導体レーザ3(1-a)、3(1-b)、3(1-c)、及びこれらレーザの駆動回路4(1-a)、4(1-b)、4(1-c)が含まれている。ここで、括弧内の文字については、数字は含まれる光モジュール番号を、a, b, cはそれぞれ波長770 nm、805 nm、830 nmを示している。これらの半導体レーザ駆動回路4(1-a)、4(1-b)、4(1-c)に対して、発振器3によりそれぞれ異なる周波数f(1-a)、f(1-b)、f(1-c)を印加することで、半導体レーザ3(1-a)、3(1-b)、3(1-c)から放射される光に変調を与える。これら半導体レーザから放射される光は、それぞれの半導体レーザごとに集光レンズ5により光ファイバ6に個々に導入される。個々の光ファイバに導入された三波長の光は、各光モジュールごとに光ファイバ結合器7により1本の光ファイバ、たとえば照射用光ファイバ8-1内に導入される。各光モジュールごとに、三波長の光が照射用光ファイバ8-1から8-16内に導入され、これら照射用光ファイバの他端から

10

20

20

30

40

50

被検体9の表面上の異なる16個所から被検体に光が照射される。被検体から反射された光は、被検体表面上の25個所に配置されている検出光ファイバ10-1~10-25で検出される。

【0011】ここで、被検体表面上における、照射位置1-16及び検出位置1-25の幾何学的配置を図6に示す。本実施例では、照射・検出位置を交互に正方格子上に配置する。この時、隣接する照射・検出位置の中点を計測位置とすると、この場合、隣接する照射・検出位置の組合せが64通り存在するため、計測位置数すなわち計測チャンネルが64個となる。ここで、隣接する照射及び検出位置間隔を3 cmに設定すると、各検出位置で検出された光は、皮膚、頭蓋骨を通過して大脳の情報を有していることが、例えばピーター・ダブル・マコーミック(P. W. McCormick)他による「赤外光の大脳内部の浸透(Intracerebral penetration of infrared light)」、1992年、ジャーナルオブニューロサージェリ、第76巻、第315~318項(J. Neurosurg., 33, 315(1992))により報告されている。そのため、この照射検出位置の配置で64計測チャンネルを設定すれば、全体として15 cm × 15 cmの広い領域において大脳の計測が可能となる。それぞれの検出光ファイバ10-1~10-25で捕らえられた反射光は、検出位置ごと、すなわち検出光ファイバごとに独立に25個の光検出器たとえばフォトダイオード11-1~11-25で検出する。これらのフォトダイオードで光信号が電気信号に変換された後、複数のロックインアンプから構成されるロックインアンプモジュール12で、照射位置かつ波長に対応した変調信号を選択的に検出する。

【0012】ここで、図6の検出位置7における検出信号すなわちフォトダイオード11-7における検出信号を例にして変調信号分離の具体例を図7を用いて説明する。「検出位置7」では、隣接した「光照射位置1」、「光照射位置2」、「光照射位置5」、「光照射位置6」から照射された光、すなわち「計測位置10」、「計測位置11」、「計測位置18」、「計測位置19」を計測対象とする。ここで、フォトダイオード11-7で検出された光は主に、「照射位置1」、「照射位置2」、「照射位置5」、「照射位置6」で照射された変調周波数f(1-a)、f(1-b)、f(1-c)、f(2-a)、f(2-b)、f(2-c)、f(5-a)、f(5-b)、f(5-c)、f(6-a)、f(6-b)、f(6-c)の12の変調周波数信号を含んでいる。そこで、フォトダイオード11-7の出力信号を12個所に分配し、それぞれ、これら12個の変調周波数を参照信号としている12個のロックインアンプ13-31~13-42で計測する。その結果、例えばロックインアンプ13-31では参照信号の周波数がf(1-a)のため、フォトダイオード11-7で検出された光に対して、「照射位置1」で照射された波長770 nmの光、すなわち光の変調周波数がf(1-a)の光のみを選択

的に検出することが出来る。同様に他のロックインアンプにおいても、特定の照射位置かつ波長の光をそれぞれ選択的に検出することが出来る。このようにして、他の検出位置で検出された光、すなわち他のフォトダイオードからの検出信号についても、それぞれの隣接した照射位置及び波長に対応する変調周波数に対して個々にロックイン検出を行うことにより、全ての計測位置及び波長に対する検出光量を計測することが可能となる。この実施例で示している三波長及び64個の計測位置の場合、ロックインモジュール12では合計192個のロックインアンプを含むことになる。

【0013】これらロックインアンプ13-1から13-192のアナログ出力信号は、192チャンネルのA/D変換器14によりそれぞれデジタル信号に変換されて、データ記録部15で記録される。また、これら記録された信号はデータ処理部16において、各計測位置ごとに三波長の検出光量を用いて、酸素化ヘモグロビン濃度及び脱酸素化ヘモグロビン濃度さらにはこれらヘモグロビン濃度総量としての全ヘモグロビン濃度を、例えば、講談社、1979年発行の柴田正三等編集による著書「二波長分光光度法とその応用」記載の方法で求められる。各計測位置で求められた酸素化ヘモグロビン、脱酸素化ヘモグロビン、及び全ヘモグロビン濃度を、表示部17において例えばトポグラフィ画像として表示する。このトポグラフィ画像は、例えば各計測位置における各ヘモグロビン濃度を計測位置間で補間例えば線形補間ににより求める。以上の計測は、制御部18により制御されている。

【0014】また、被検体への光照射及び光検出には、たとえば、図8に示すようなヘルメットもしくはキャップ形状のプローブ21を用いる。このプローブ21は、例えば厚さ3mm程度の熱可塑性プラスティクシートを基盤として用いる。この基盤を用いて、あらかじめ被検体の測定領域において型、すなわちモールドを作成しておき、被検体には例えばゴムひも22で装着する。このプローブの構造を図9を用いて説明する。プローブ基盤23には、被検体に光を照射・検出する複数の位置ごとに穴を作成しておく。この穴に光ファイバホルダ24を配置する。この光ファイバホルダ24は、中空状のホルダ本体24、ナットネジ25、光ファイバ固定ネジ26から構成され、このナットネジ25によりプローブ基盤23にホルダ本体24を固定して取り付ける。このホルダ本体23の内部に、照射用光ファイバもしくは検出用光ファイバを挿入し、被検体表面に光ファイバを軽く接触させて光ファイバ固定ネジ26で固定する。本実施例では計測チャンネル数が64の場合を示したが、もちろん本発明の実施においてはチャンネル数は限定されたものではない。なお本実施例は、光を用いて人体内部の断層撮影を行い、得られたデータを計算機にて画像処理する光CT装置にも容易に適用することができる。

10

20

30

40

40

50

【0015】(第2の実施例) 本発明による第2の実施例を図10で説明する。この実施例では、基本的な計測系の構造は第1の実施例と同様であり、光源部1の構造が異なる場合を示す。図10にこの第2の実施例の光源部1を示す。波長770nmの光源、例えば半導体レーザ31はレーザ駆動回路41により駆動され、変調が印加されない連続した光を放射する。この光は、光ファイバ6に導入され、光ファイバ結合器51により、16本の光ファイバ61-1～61-16に分配される。これら光ファイバはその経路中に光変調器71-1～71-16を含んでいる。これらの光変調器の構造を光変調器71-1を例にして図11に示す。この光変調器内には、例えば液晶フィルタ101が内蔵されており、発振部3内の発振器からの変調電圧信号により、この液晶フィルタを周期的にオンオフを繰り返すようする。例えば、光変調器71-1では変調周波数f(1-a)を液晶フィルタ101に印加する。光ファイバ61-1からの光はレンズ5を介して液晶フィルタ101に照射され、この液晶フィルタを透過した光はレンズ5により集光され再び光ファイバ81-1に導入される。ここで、光変調器71-1～71-16はお互いに異なる変調周波数、例えばf(1-a)、f(2-a)、からf(16-a)で、液晶フィルタをオンオフされる。なお、この光変調器としては、液晶フィルタの他に回転式の機械的光チョッパを用いてよい。

【0016】同様にして、光源部内部の他の波長の光源、例えば波長805及び830nmの半導体レーザ32、33についても、それぞれレーザ駆動回路42、43により駆動され、おのおのの波長ごとに光ファイバ結合器52、53にそれぞれ16本の光ファイバ、62-1から62-16及び63-1～63-16に分配される。ここで、これらの光ファイバを伝達する光にに対して、それぞれ異なる変調周波数を光変調器72-1～72-16及び73-1～73-16により印加する。ここで、光変調器72-1～72-16では、それぞれ変調周波数f(1-b)からf(16-b)を、光変調器73-1～73-16では、それぞれ変調周波数f(1-c)からf(16-c)を印加する。ここで、光変調器72-1～72-16では、透過した光はそれぞれ光ファイバ82-1から82-16へ、また、光変調器73-1～73-16を透過した光はそれぞれ光ファイバ83-1～83-16へ再び導入される。ここで、合計48個の光変調器を通過した光がおのおの含まれる48本の光ファイバは、以下の要領で三波長ごとに1本の光ファイバに導入される。例えば、光ファイバ81-1、82-1、83-1は光ファイバ結合器91-1により1本の照射用光ファイバ8-1に導入される。同様にして、光ファイバ81-1、82-1、83-1の光ファイバまで、光ファイバ結合器91-16により1本の照射用光ファイバ8-16に導入する。それぞれ三波長ずつ、すべてお

互いに異なった変調周波数を有する光を含む照射用光ファイバ8-1～8-16は、第1の実施例と同様に被検体に照射される。また、これらの光を用いた計測も第1の実施例と同様である。

【0017】

【発明の効果】本発明により、生体内部の情報を広い空間領域で時間的及びシステム的に効率良く、かつ小型・簡便に画像計測することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明による第1の実施例の画像化装置の構成を示すブロック図である。

【図2】光計測における照射位置、検出位置、計測位置の配置を説明する図である。

【図3】光計測における散乱体中での光伝播を示す図である。

【図4】本発明における効率的な光照射・検出位置配置を示す図である。

【図5】本発明の第1の実施例における光モジュールの構成を示すブロック図である。

【図6】本発明の第1の実施例における照射検出位置配置を示す図である。

【図7】本発明の第1の実施例におけるロックインアンプモジュールの構成を示すブロック図である。

【図8】本発明の第1の実施例におけるプローブの形状を示す図である。

【図9】本発明の第1の実施例におけるプローブの構造

を示す図である。

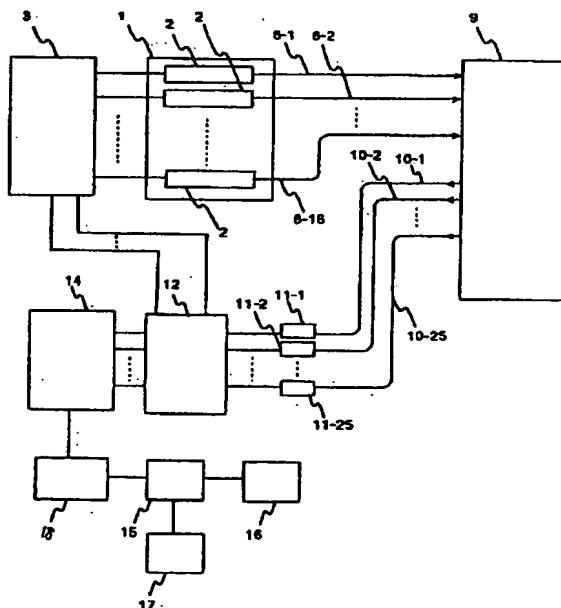
【図10】本発明の第2の実施例における光源部の構成を示すブロック図である。

【図11】本発明の第2の実施例における光変調器の構造を示す図である。

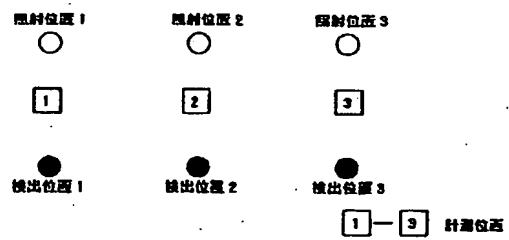
【符号の説明】

1：光源部、2：光モジュール、3：発振部、3(1-a)～3(1-c)：半導体レーザ、4(1-a)～4(1-c)：レーザ駆動回路、5：集光レンズ、6：光ファイバ、7：光ファイバ結合器、8-1～8-16：照射用光ファイバ、9：被検体、10-1～10-25：検出用光ファイバ、11-1～11-25：フォトダイオード、12：ロックインアンプモジュール、13-1～13-19：2：ロックインアンプ、14：A/D変換器、15：記憶部、16：処理部、17：表示部、18：制御部、21：プローブ、22：ゴムひも、23：プローブ基盤、24：光ファイバホルダ本体、25：ナット、26：光ファイバ固定ネジ、31、32、33：半導体レーザ、41、42、43：半導体レーザ駆動回路、51、52、53：光ファイバ結合器、61-1～61-16、62-1～62-16、63-1～63-16、81-1～81-16、82-1～82-16、83-1～83-16：光ファイバ、71-1～71-16、72-1～72-16、73-1～73-16：光変調器、91-1～91-16：光ファイバ結合器、101：液晶フィルタ。

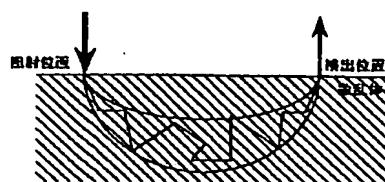
【図1】



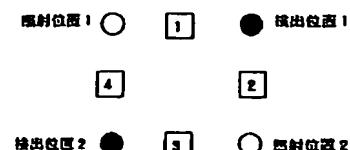
【図2】



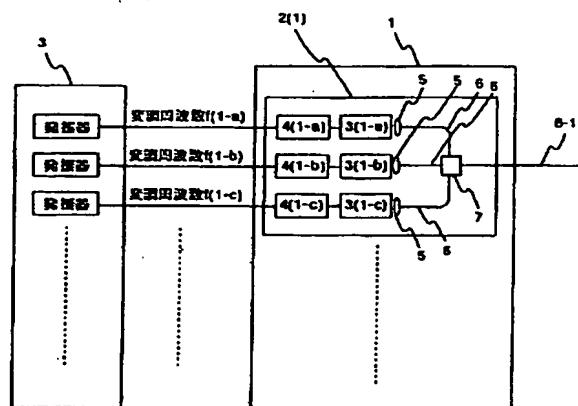
【図3】



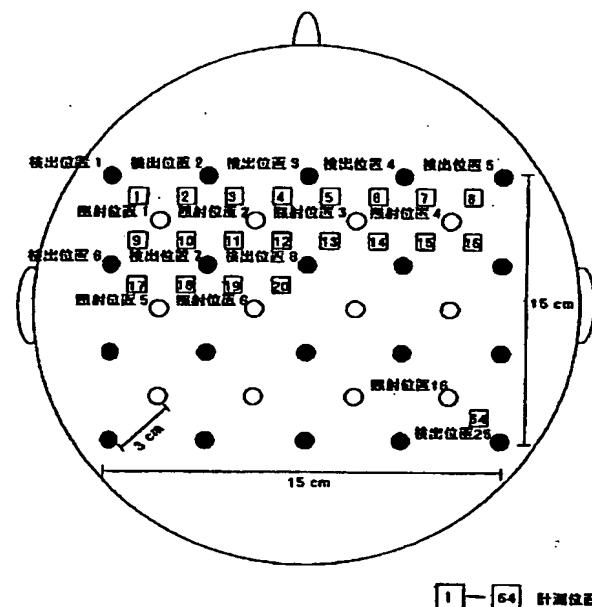
【図4】



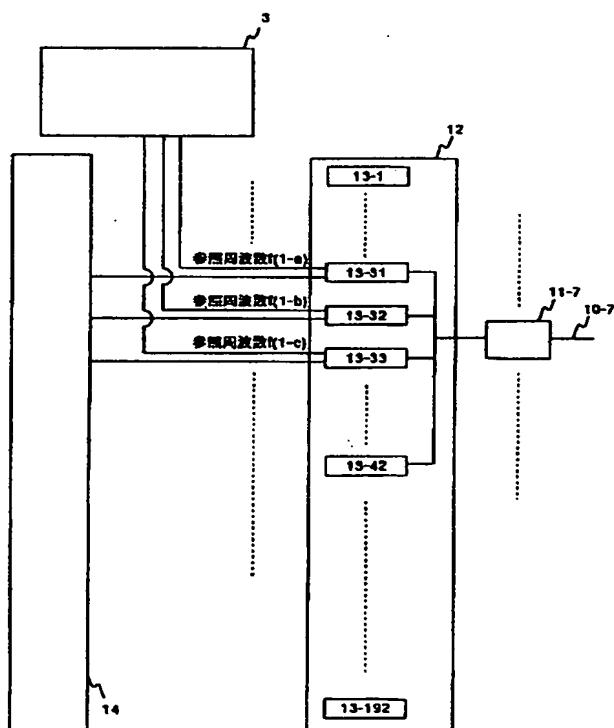
【図5】



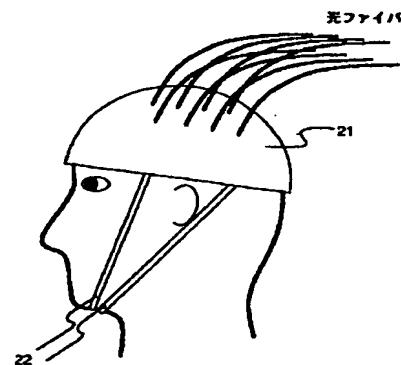
【図6】



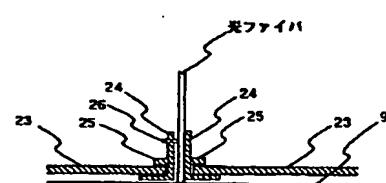
【図7】



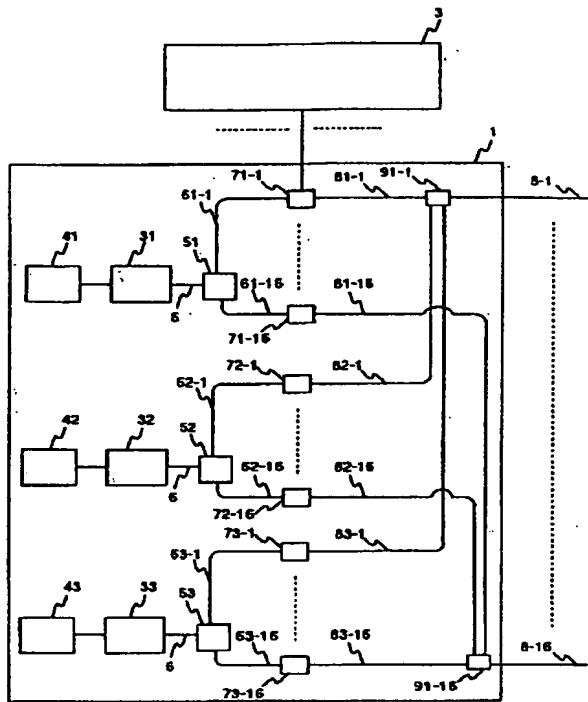
【図8】



【図9】



〔図10〕



〔図1-1〕

